

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4460606号
(P4460606)

(45) 発行日 平成22年5月12日 (2010.5.12)

(24) 登録日 平成22年2月19日 (2010.2.19)

(51) Int. Cl.		F I	
A 6 1 B	18/20	(2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0
A 6 1 F	2/84	(2006.01)	A 6 1 M 29/00
A 6 1 M	25/00	(2006.01)	A 6 1 M 25/00 3 0 6 Z
A 6 1 B	17/00	(2006.01)	A 6 1 M 25/00 3 1 4
			A 6 1 M 25/00 3 1 2

請求項の数 36 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2007-532474 (P2007-532474)	(73) 特許権者	507086217
(86) (22) 出願日	平成17年9月16日 (2005.9.16)		ザ スペクトラネティックス コーポレイ ション
(65) 公表番号	特表2008-513124 (P2008-513124A)		アメリカ合衆国 コロラド 80907, コロラド スプリングス, タラマイン コート 96
(43) 公表日	平成20年5月1日 (2008.5.1)	(74) 代理人	100078282
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/033029		弁理士 山本 秀策
(87) 国際公開番号	W02006/033989	(74) 代理人	100062409
(87) 国際公開日	平成18年3月30日 (2006.3.30)		弁理士 安村 高明
審査請求日	平成19年5月18日 (2007.5.18)	(74) 代理人	100113413
(31) 優先権主張番号	60/611, 191		弁理士 森下 夏樹
(32) 優先日	平成16年9月17日 (2004.9.17)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 レーザーエネルギーの方向性送達のための装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カテーテルであって：

第1の近位端と第1の遠位端との間の中央軸を有する細長いハウジングであって、該第1の近位端と該第1の遠位端との間に配置されたチャンネルを有するハウジング；

第2の近位端および第2の遠位端を有し、そして少なくとも1つの光ファイバーを備えるレーザー送達部材であって、該チャンネル内に少なくとも部分的に配置され、そしてその中を移動可能であるレーザー送達部材；

該細長いハウジングの第1の遠位端の近位方向に配置され、そして該チャンネルと連通する腔；

該中央軸に対し角度をなし、そして該細長いハウジングの第1の遠位端の近位方向に配置されるランプであって、該チャンネルと連通し、そして該レーザー送達部材の第2の遠位端を該細長い部材の中央軸から外方に移動するように適合されるランプ；および

該レーザー送達部材と該細長いハウジングとの両方と機械的に連通するガイドワイヤであって、該レーザー送達部材の第2の遠位端を、該中央軸のほぼ内方に向かって付勢するように適合されるガイドワイヤ、を備える、カテーテル。

【請求項 2】

前記細長いハウジングが、可撓性材料から形成される、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 3】

前記可撓性材料が、前記ハウジングに、哺乳動物の血管系内で対側に辿る能力を提供する

、請求項 2 に記載のカテーテル。

【請求項 4】

前記血管系が、腸骨動脈二分岐を含む、請求項 3 に記載のカテーテル。

【請求項 5】

前記細長いハウジングが、該ハウジングの少なくとも一部分に沿って編み組まれたパターンを含む、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 6】

前記細長いハウジングが、該ハウジングの長さの少なくとも半分に沿って編み組まれたパターンを含む、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 7】

前記細長いハウジングが、該ハウジング内に包埋された丸いかまたは平坦な金属リボンワイヤを含む、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 8】

前記細長いハウジングが、前記第 1 の遠位端の近位方向に配置されたワイヤ編み組みを含む、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 9】

前記細長いハウジングが、前記ハウジング内に配置された少なくとも 1 つのワイヤを含む、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 10】

前記細長いハウジングが、前記ハウジングから分離したか、または前記ハウジングに一体化された、前記第 1 の遠位端に配置されるポリマー先端部を含む、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 11】

前記細長いハウジングが、前記遠位端、前記近位端、およびそれらの間の少なくとも 1 つの近位方向に配置されるステント様構造物を含む、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 12】

前記ステント様構造物が、ステンレス鋼、コバルト - クロム、およびニッケル - チタンまたはこれらの任意の組み合わせの 1 つから形成される、請求項 11 に記載のカテーテル。

【請求項 13】

前記ランプが、膨張可能である、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 14】

前記ランプが、前記ハウジングの内壁中に形成される、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 15】

前記ランプが、金属、プラスチック、およびゴムの 1 つから形成される、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 16】

前記ランプが、該ランプに沿って配置されたマーカーストランドを含む、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 17】

前記ランプが、該ランプの長軸方向長さに沿った所定の位置に配置される少なくとも 1 つの放射線不透過性マーカーストランドを含む、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 18】

前記ハウジングの第 1 の遠位端に配置された支持構造物をさらに備える、請求項 1 に記載のカテーテル。

【請求項 19】

前記支持構造物が、前記第 1 の遠位端の近位方向で前記ハウジングと一体化される、請求項 18 に記載のカテーテル。

【請求項 20】

前記支持構造物が、前記チャンネルと連通するアパーチャを含む、請求項 18 に記載のカテーテル。

10

20

30

40

50

【請求項 2 1】

前記支持構造物が、ステント様形態またはコイル形態を含む、請求項 1 8 に記載のカテーテル。

【請求項 2 2】

前記支持構造物が、支持構造物近位端から支持構造物遠位端まで漸次より可撓性である、請求項 1 8 に記載のカテーテル。

【請求項 2 3】

前記支持構造物が、ステント様パターンを有する少なくとも一部分を備える表面を含む、請求項 1 8 に記載のカテーテル。

【請求項 2 4】

前記支持構造物が、該支持構造物の表面に成形される前記ランプを含む、請求項 1 8 に記載のカテーテル。

【請求項 2 5】

前記支持構造物が、前記ハウジングの第 1 の遠位端を支持する、請求項 1 8 に記載のカテーテル。

【請求項 2 6】

カテーテル支持構造物であって：

第 1 の近位端および第 1 の遠位端を有するハウジング；

該ハウジング内に少なくとも部分的に配置されたアパーチャ；

第 2 の近位端および第 2 の遠位端を有する、前記ハウジングの第 1 の遠位端の近位方向に配置された少なくとも 1 つの可撓性構造物であって、該第 2 の近位端から該第 2 の遠位端まで増加する可撓性である、少なくとも 1 つの可撓性構造物、および

該少なくとも 1 つの可撓性構造物上の中央軸に角度をなして配置されたランプであって、アパーチャと連通し、そしてレーザー送達部材の第 3 の遠位端を、中央軸から外方に移動するように適合されるランプ、を備え、

該第 2 の遠位端の近位方向に配置されたガイドワイヤアパーチャであって、そしてレーザー送達部材および該アパーチャの両方に機械的連通してガイドワイヤを受容するように適合されたガイドワイヤアパーチャをさらに備え、該ガイドワイヤが、該レーザー送達部材の第 3 の遠位端を該中央軸に向かってほぼ内方に付勢するように適合される、カテーテル支持構造物。

【請求項 2 7】

前記ランプが、前記少なくとも 1 つの可撓性構造物の表面中に成形される、請求項 2 6 に記載のカテーテル支持構造物。

【請求項 2 8】

前記ランプが、膨張可能である、請求項 2 6 に記載のカテーテル支持構造物。

【請求項 2 9】

前記ランプが、前記少なくとも 1 つの可撓性部材の内壁中に形成される、請求項 2 6 に記載のカテーテル支持構造物。

【請求項 3 0】

前記ランプが、金属、プラスチック、およびゴム、またはこれらの任意の組み合わせの 1 つから形成される、請求項 2 6 に記載のカテーテル支持構造物。

【請求項 3 1】

前記ランプが、該ランプに沿って配置されたマーカーストリップを含む、請求項 2 6 に記載のカテーテル支持構造物。

【請求項 3 2】

前記ランプが、該ランプの長軸方向長さに沿った所定の位置に配置された少なくとも 1 つの放射線不透過性マーカーストリップを含む、請求項 2 6 に記載のカテーテル支持構造物。

【請求項 3 3】

前記カテーテル支持構造物が、カテーテルハウジングと一体化される、請求項 2 6 に記載のカテーテル支持構造物。

10

20

30

40

50

【請求項 3 4】

前記カテーテル支持構造物のアパーチャが、前記カテーテルハウジングのチャンネルと連通している、請求項 3 3 に記載のカテーテル支持構造物。

【請求項 3 5】

前記少なくとも 1 つの可撓性構造物が、ステント様形態またはコイル形態を含む、請求項 2 6 に記載のカテーテル支持構造物。

【請求項 3 6】

前記少なくとも 1 つの可撓性構造物が、ステント様パターンを有する少なくとも一部分を備える表面を含む、請求項 2 6 に記載のカテーテル支持構造物。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

(関連出願への相互参照)

本出願は、2004年9月17日に出願された米国仮出願第60/611,191号の利益を主張し、この出願は、その全体が本明細書によって参考として援用される。

【0002】

(技術分野)

本明細書に記載される実施形態は、一般に、制限されずに、レーザー送達カテーテルへのレーザーエネルギーの送達のための改良された装置および方法に関する。

【背景技術】

20

【0003】

(背景)

動脈は、心筋に血液および酸素を提供することを担当する主要な血管である。動脈疾患は、動脈がプラークの構築により狭められるか、またはブロックされるようになるとき生じる(いくつかの例として、アテローム硬化型プラークまたはその他の堆積物)。妨害物が重篤であるとき、心筋への血液および酸素の流れは、減少し、胸の痛みを生じる。ヒト身体中に形成される血餅による動脈妨害物は、多くの伝統的な方法で軽減され得る。硝酸塩、ブロッカー、および動脈を拡大する末梢血管拡張剤薬物または血餅を溶解するための血栓溶解性薬物を含む薬物療法は、有効であり得る。薬物処置が失敗した場合、血管形成術を用いて、動脈中のアテローム硬化型プラークまたはその他の堆積物を矯正または除去し得る。

30

【0004】

伝統的なバルーン血管形成術が、ときどき、腕または脚中の動脈中にバルーンを有する狭い可撓性チューブを挿入することにより妨害物を取り扱うために用いられる。動脈中のブロックされた領域は、所望の処置部位にバルーンを通過させること、およびそれを特定の程度穏やかに膨張することにより離れて広げられ得る。薬物療法が有効でないか、または血管形成術が危険すぎる場合(しばしば、閉塞された動脈中のバルーンの導入が、アテローム硬化型材料の一部が取り除かれるようになるようにし得、これは、目的の閉塞の下流の点で完全な閉鎖を引き起こし得、それによって緊急の手順を必要とする)、エキシマレーザー血管形成術として知られる手順が望ましくあり得る。

40

【0005】

エキシマレーザー血管形成術は、いくつかの局面で、従来の冠状動脈バルーン血管形成術に類似している。狭い可撓性チューブであるレーザーカテーテルが、腕または脚中の動脈中に挿入される。このレーザーカテーテルは、1つ以上の光ファイバーを含み、これは、レーザーエネルギーを伝達し得る。このレーザーカテーテルは、次いで、動脈内を、所望の処置部位にある標的とされた妨害物まで進行される。レーザーカテーテルが位置決めされた後、レーザーにエネルギーが与えられ、この妨害物を「除去」する。

【0006】

多くの手順では、損傷は、しばしば、ガイドワイヤでこの妨害物を横切ることによって従来のバルーン血管形成術と同様に係合される。レーザーカテーテルの薄い可撓性の光フ

50

アイバーは、カテーテルの所望の位置決め、および整列を容易にする。エキシマレーザーを用いて、臨床医は、「切除（アブレーション）」と呼ばれるプロセスである、カテーテルを通り、そして妨害物に対して紫外線光の突発（バースト）を送ることにより、制御された妨害物除去を実施する。カテーテルは、次いで、上記妨害物を通してゆっくりと進行され、動脈を再開放する。複数の妨害物が存在する場合、カテーテルは、次の妨害物部位まで進行され、そして上記の工程が繰り返される。示された妨害物が除かれたように見えるとき、カテーテルは引き抜かれる。

【 0 0 0 7 】

しかし、大部分の先行技術レーザーカテーテルにおける光ファイバーの形態に起因して、臨床医は、代表的には、カテーテルの遠位端の直前にある材料のみを切除し得る。従って、かさが減る組織領域は、カテーテルの遠位端にある光ファイバー領域のほぼサイズである領域に制限される。代表的には、追加の血管形成術が推奨される。

10

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

従って、所望の方向にレーザーカテーテルの遠位端を付勢し得、臨床医が、カテーテルの遠位端の領域より大きい領域を切除することを可能にする装置および方法を提供することが所望され得る。さらに、プラークは、血管中で偏心的であり得、そして標的領域を適切に切除するために方向制御する必要があるので、臨床医が切除される領域を制御し得るように標的領域の周りを辿り、かつ回転するに十分可撓性である装置を提供することが有利であり得る。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

（要約）

いくつかの実施形態によれば、制限されることなく、本発明は、第1の近位端と第1の遠位端との間に中央軸を含む細長いハウジングを有するカテーテルを備える。このハウジングは、第1の近位端と、第1の遠位端との間に配置されたチャンネルを有し、このチャンネルは、第1の遠位端の近位方向に配置された腔と連通する。レーザー送達部材は、第2の近位端および第2の遠位端を有するチャンネル内で移動可能であり、そしてその中に少なくとも部分的に配置される。ランプは、上記腔内で上記細長いハウジングの中央軸に対して角度をなし、その第1の遠位端の近位方向に配置される。このランプは、上記チャンネルと連通し、そしてレーザー送達部材の第2の遠位端を上記細長い部材の中央軸から外方に移動するように適合される。ガイドワイヤは、上記レーザー送達部材および細長いハウジングの両方と機械的連通している。このガイドワイヤは、上記レーザー送達部材の第2の遠位端を、このハウジングの中央軸に向かってほぼ内方に付勢するように適合されている。いくつかの実施形態では、制限なくして、ランプが、上記ハウジングの中央軸からの上記レーザー送達部材の先端部の中央軸のオフセットを決定するために用いられ、その一方、レーザー送達部材がランプ上を辿る範囲を調節することにより上記軸を実質的に平行に保ち、そしてこのレーザー送達部材のガイドワイヤ上の配置が、ハウジングの中央軸に実質的に平行にオフセット先端部を維持する。それらを用いる方法もまた開示される。

30

40

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 0 】

（詳細な説明）

ここで、図面を参照して、例示の実施形態が詳細に示される。図面は、いくつかの実施形態を表すけれども、これら図面は、必ずしもスケール通りではなく、そして特定の特徴は、実施形態の革新的な局面をより良好に示し、そして説明するために誇張され得る。さらに、本明細書中に記載される実施形態は、網羅的であること、またはそうでなければ、本発明の実施形態を、図面に示され、そして以下の詳細な説明に開示される正確な形状および形態に制限または限定することは意図されない。

【 0 0 1 1 】

50

図 1 ~ 4 をここで参照して、カテーテル 10 は、細長いハウジング 12 を有して示される。この細長いハウジング 12 は、第 1 の近位端 14 と第 1 の遠位端 16 との間の中央軸を含む。腔 18 は、細長いハウジング 12 の第 1 の遠位端 16 の近位方向に、このハウジング 12 の中央軸に角度をなすランプ 20 を有して位置される。このランプ 20 の角度は、ランプの長さに亘って同じであり得るが、必ずしも同じである必要はない。いくつかの好ましい実施形態では、本発明の範囲を制限することなく、このハウジングは、テーパ状の端部 30 およびガイドワイヤ 28 を受容し得るガイドワイヤアパーチャ 32 を含む。光エネルギーを伝達し得る 1 つ以上の光ファイバーを備えるレーザー送達部材 22 は、ハウジング 12 のチャンネル 26 内に配置され、第 2 の近位端（図示されず）、およびこのチャンネルの中を移動可能な第 2 の遠位端 24 を有する。いくつかの実施形態では、制限することなく、レーザー送達部材 22 は、以下にさらに論議されるように、ガイドワイヤ 28 と機械的連通にあり得る。

10

【 0 0 1 2 】

ガイドワイヤ 28 は、ニードル（図示されず）を通して動脈中に送り、そしてこのニードルは除去される。ガイドワイヤは、処置部位またはその近傍まで進行され、そして所望のように、その遠位端にて、処置されるべき損傷中またはこの損傷を横切って挿入され得る。このガイドワイヤ 28 は、ハウジング 12 およびレーザー送達部材 22 が載って走るための追跡ガイドとして供される。このような使用のためのガイドワイヤは当該技術分野で公知であり、約 0.010 と 0.06 インチとの間の直径、そして動脈適用のための代表的なサイズである 0.014 と 0.018 インチとの間の直径をもつものを包含し得る。これらガイドワイヤは、コイルされたワイヤまたはプラスチックの曲げ可能な先端部、ならびにテーパ状の研磨ステンレス鋼、または押しおよびトルク伝達ために適切なその他の材料のより剛直性のシャフトを有し得る。このハウジング 12 およびレーザー送達部材 22 は、ガイドワイヤ 28 上に逐次的または同時に同軸に導入され、そして以下にさらに論議されるように標的領域に進行される。

20

【 0 0 1 3 】

いくつかの実施形態では、制限なくして、上記ハウジング 12 は、患者中に挿入されたガイドワイヤ 28 上に導入され、そしてこのハウジング 12 は、ガイドワイヤ 28 の部分が、少なくとも初期には、ガイドワイヤアパーチャ 32、テーパ状の端部 30、およびハウジングのチャンネル 26 に配置されるように処置部位またはその近傍まで進行される。レーザー送達部材 22 が、次いで、ガイドワイヤ 28 上に導入され、そしてカテーテル 10 内に配置される。レーザー送達部材 22 は、次いで、ガイドワイヤ 28 に沿って、レーザー送達部材 22 の遠位端 24 がランプ 20 によって支持され、そして使用者によって所望されるように、上記ハウジング 12 の中央軸に対して 1° と 90° との間の任意の角度で腔 18 内で配向されるようになる。レーザーエネルギーが、次いで、当業者に公知の方法およびプロトコールに従って処置部位に付与される。いくつかの実施形態では、本発明の範囲を制限することなく、レーザーエネルギーの付与と組み合わせて、レーザー送達部材 22 の位置は、その遠位端 24 の配置の角度を調節するために近位方向または遠位方向に上記部材 22 を移動することによって使用者により必要に応じて変動され得る。必要に応じて、ハウジング 12 の中央軸からのレーザー送達部材 22 の先端部の中央軸のオフセットは、この先端部の中央軸をハウジング 12 の中央軸に実質的に平行に維持しながら、上記送達部材 22 がランプ 20 上を辿る距離を調節することにより変動され得る。さらに、レーザー送達部材 22 を含むこのカテーテル 10 は、必要に応じて、レーザー処置の間にその中央軸に沿って回転され得、そしてそれによってレーザーエネルギーをこの回転の弧内の処置部位の領域にレーザーエネルギーを付与する。必要に応じて、ガイドワイヤ 28 は、レーザーエネルギーの付与の前、そしてレーザー送達部材 22 がハウジング 12 のチャンネル 26 中にガイドワイヤ 28 を経由して導入された後、引き抜かれ得る。

30

40

【 0 0 1 4 】

上記細長いハウジング 12 は、レーザー送達部材 22 およびガイドワイヤ 28 を収容するに十分大きい管腔またはチャンネル 26 を有する細長い構造物である。このチャンネル 26

50

は、ハウジング12の全長を、第1の近位端14から第1の遠位端16まで延びる。必要に応じて、いくつかの実施形態では、このチャンネル26は、ランプ20までのみ延び得る。電氣的、光学的、および機械的制御機構を含む種々の制御機構が、ハウジング12とともに採用され得、上記カテーテルが、血管内の標的領域(図示されず)に特異的に向けられることを可能にする。このハウジングの1つの実施形態は、テーバー状の端部30およびガイドワイヤ28を受容し得るガイドワイヤアパーチャ32を含む。このハウジング12は、金属、プラスチック、ゴムなどを含む材料から作製されるそれらの組み合わせを含む任意の剛直性、半可撓性、または可撓性材料から作製され得る。丸いか、または平坦な金属リボンワイヤが、腔18を通して挿入されるか、または上記第1の端部16に配置される材料内に包埋され得、この第1の遠位端16でハウジング12に安定性を付与する。ハウジング12の長さは、所望のように変動され得る。このハウジング12は、1つの片であり得るか、または以下にさらに論議されるように、第1の遠位端16における支持構造物セクションを含む複数のセクションを有し得る。ハウジング12の遠位端16は、ハウジング12とは別個、またはハウジング12に一体化される非外傷性ポリマー先端部を含み得る。これは、曲げにおいて見られる力を上記構造物の全体に散逸させ、失敗を引き起こし得るストレス増大を減少する。上記ハウジング12はまた、チャンネル26内に配置される少なくとも1つのワイヤを含み得、ハウジング12に頑丈さを付加する。チャンネル26は、腔18とワイヤアパーチャ32と連通している。このチャンネル26は、腔18を通じてハウジング12の外部に開いている。

10

【0015】

20

ランプ20は、腔18内に配置され、そしてレーザー送達部材22を種々の決定できる角度で外方に突出させるような形態である。必要に応じて、このランプ20は、レーザー送達部材22の先端部の中央軸の、ハウジング12の中央軸からのオフセットを決定するために用いられ、その一方、レーザー送達部材22がランプ20を辿る範囲を調節することにより、これらの軸を実質的に平行に維持する。いくつかの実施形態では、制限なくして、ガイドワイヤ28上のレーザー送達部材22の配列は、上記オフセット先端部を、ハウジング12の中央軸に実質的に平行に維持する。いくつかの実施形態では、制限なくして、ハウジング12の中央軸からのランプ20の側方偏位の角度は、所望により、 1° ~ 90° まで、より通常には、 30° ~ 65° の範囲で変動する。関連するチャンネル26からの異なる出口角度を有するランプ20を採用することにより、異なる角度および/または

30

【0016】

このランプ20は、ハウジング12のチャンネル26内の構築特徴であり得、そしてハウジング12の長軸方向長さに沿って任意の場所に位置され得るが、好ましくは、ハウジング12の第1の遠位端16に、またはそれから約3cm内に位置決めされ得る。このランプ20は、ハウジング12の内壁に形成されるか、または融合され得、そして金属、プラスチック、ゴムなどから作製される。1つの実施形態では、ランプ長さ(RL)はほぼ1cmである。しかし、このランプ長さ(RL)はまた変動され得る。

40

【0017】

ハウジング12の第1の遠位端16は、プラスチック、金属、またはそれらの任意の組み合わせから形成され得る。金属が用いられるとき、材料は、失敗を生成することなく、適切な可撓性を提供するように選択されなければならない。なぜなら、腔18は、ハウジング12のいくつかの部分の構造的一体性を減少する傾向にあるからである。従って、いくつかの実施形態では、第1の遠位端16は、形状記憶合金、1つの例に過ぎないが、ニッケル-チタン合金を含む。その他の実施形態では、制限なくして、第1の遠位端16は、腔18の近位方向、遠位方向、その中、またはこれらの組み合わせでステント様構造物を備え得る。このステント様構造物は、ステンレス鋼、コバルト-クロム、ニッケル-チタ

50

ンなどの少なくとも1つから作製され得る。

【0018】

ハウジング12の代替の実施形態は、第1の遠位端16に少なくとも1つのセクションを有して構成される。支持構造物の第1の実施形態は、図5～7に示されるような支持部材34である。この支持構造物34は、第1の遠位端16を支持するために用いられ得、その一方、失敗を生じることなく可撓性を提供する。ハウジング12の第1の遠位端16は、そうでなければ、特に約0.75インチの半径を有する曲げを特異的に横断する腔18の周りの領域の制限された、ねじれ、および曲げ強度を経験し得る。この支持部材34は、約0.75インチの曲げを横切るとき、ねじれおよび曲げ力に耐えることを支援し、その一方、一体性および機能性の両方の局面を維持する。いくつかの実施形態では、制限することなく、支持部材34は、ステント様パターン38を形成する支柱36で第1の遠位端16で腔18の周りの領域を補強する。支持部材34は、金属、プラスチック、またはそれらの組み合わせから形成され、そしてハウジング12の第1の遠位端16の壁の周りで少なくとも部分的に軸方向に配置される。ハウジング12は、1つの長軸方向片であり得るか、またはハウジング12の第1の遠位端16に配置される、上記に記載のような支持構造物を含む複数のセクションを有し得る。支持構造物のその他の実施形態は、ハウジング12の第1の遠位端16の近位方向にマーカーストリップ、およびランプ20に沿って種々の間隔で放射線不透過性マーカーストリップを含み、カテーテル10のための受容可能なランプ20位置を区別する。1つの例に過ぎないが、使用者は、カテーテルを、ランプ上の第1のマーク上に配置し得、切除のためのオフセットを1mmに増加する。第2のマークは、1.5mmのオフセットに等しくあり得る。このようにして、上記支持構造物は、1つの例に過ぎないが、進行性のアテローム切除術ツールとして、進行的に用いられ得る。以下にさらに論議されるように、ほぼ類似の利点を有するさらなる実施形態がまた用いられ得る。

【0019】

図8および9を参照して、支持構造物の第2の実施形態が、スプリング様幾何学的形状42を有する第2の支持部材40として示される。この支持部材40は、第1の遠位端16を支持するために用いられ得、その一方、失敗を生じることなく可撓性を提供する。この第2の支持部材40は、ハウジング12の第1の遠位端16のための骨格として作用する。スプリング様幾何学的形状42は、失敗を生じることなく曲げを許容する。このスプリング様幾何学的形状42の高さHは、任意の高さであり得るが、好ましくは、第2の支持部材40の中央線未満である。上記ランプ20は、トップコート(図示されず)を有して含むスプリング様幾何学的形状42の上で成形され得る。

【0020】

図10および11を参照して、支持構造物の第3の実施形態が、第3の支持部材44として示される。この支持部材44は、第1の遠位端16を支持するために用いられ得、その一方、失敗を生じることなく可撓性を提供する。この第3の支持部材44は、この部材44の長さに沿って可変の剛直性を提供する。部材44は、リブ46で最も剛直性であり、そしてリブ48で最も可撓性である。この可撓性は、図11に示されるように、ビーム50の側面を減少することに加え、幅Wおよび距離Dが増加するリブを有することにより達成される。ビーム50は、第1の広いビーム幅BW1からより狭いビーム幅BW2にテーパ状となる。遠位端支持部材44に配置された先端部長さTLを有する先端部52は、ハウジング12の第1の遠位端16のための支持を提供し、その一方、さらなる可撓性を可能にするように機能する。ランプ20は、トップコート(図示されず)を有して含むスプリング様幾何学的形状42の上で成形され得る。この支持部材長さLは、先端部長さTLを変動することを含め、使用者の要求に依存して変動され得る。

【0021】

図12は、ハウジング12の第1の遠位端16に配置された第4の支持部材54として支持構造物の第4の実施形態を示す。この支持部材54は、第1の遠位端16を支持するために用いられ得、その一方、失敗を生じることなく可撓性を提供する。支持部材54は

10

20

30

40

50

、剛直性の本体56およびこの本体56から延びる可変に剛直性のベース58を含む。本体56は、チャンネル26と連通するアパーチャ57を含む。このベース58は、遠位端60で最も大きな可撓性を有するエラストマー性であり得る。ランプ20は、トップコート（図示されず）を有して含むベース58上で成形され得る。支持部材ベース長さBLは、使用者の要求に従って変動され得る。

【0022】

図13は、第5の支持部材62として支持構造物の第5の実施形態を示す。この支持部材62は、可撓性のテーパ状の鼻部分66を有する剛直性の本体64を含む。少なくともこの鼻部分66は、1つの例に過ぎないが、Arkemaから入手可能なRebax 55Dのようなエラストマー材料を含み得る。本体64は、ハウジング12の第1の遠位端16と連通するような形態である。アパーチャ68は、本体64内にハウジング12のチャンネル26と連通して配置され、そしてレーザー送達部材22およびガイドワイヤ28を収容するような形態である。アパーチャ68はまた、鼻ウインドウ69と連通している。この鼻部分66の鼻ウインドウ69は、レーザー送達部材22を種々の所定の角度で外方に突出させるような形態の鼻ランプ70を含む。必要に応じて、ランプ20は、レーザー送達部材22の先端部の中央軸の、ハウジング12の中央軸からのオフセットを決定するために用いられ、その一方、レーザー送達部材22がランプ20上を辿る範囲を調節することにより、これらの軸を実質的に平行に維持する。いくつかの実施形態では、制限することなく、レーザー送達部材22のガイドワイヤ28上の配列は、オフセット先端部をハウジング12の中央軸に実質的に平行に維持する。通常、ランプ20のハウジング12からの側方偏位の角度は、所望のように、1°から90°の範囲で、より通常には、30°～65°の範囲で変動する。鼻部分はまた、鼻チャンネル72および鼻ガイドワイヤアパーチャ74を含む。レーザー送達部材22内に、そしてそれと機械的に連通して配置されるガイドワイヤ28は、レーザー送達部材22の第2の遠位端24から外方に延び、そして鼻チャンネル72を通して案内され、そしてガイドワイヤアパーチャ74から出て延びる。鼻チャンネル72およびガイドワイヤアパーチャ74の両方は、ガイドワイヤ28のために、ガイドワイヤ28がレーザー送達部材22の第2の遠位端24を本体64の中央軸に向かってほぼ内方に適正に付勢し得るように固定を提供する。

【0023】

図14は、第6の支持部材80として支持構造物の第6の実施形態を示す。この支持部材80は、第1の遠位端16を支持するために用いられ得、その一方、失敗を生じることなく可撓性を提供する。支持部材80は、剛直性の本体82、およびこの本体82から延びる少なくとも2つの可変に剛直性の脚84を含む。本体82は、チャンネル26と連通するアパーチャ86を含む。この本体82は、遠位端88で最大の可撓性を有するエラストマーであり得る。脚84は、本体82から延びる任意の形状であり得る。ランプ20は、トップコート（図示されず）を有して含む脚84上で成形され得る。支持部材脚長さLLは、使用者の要求に依存して変動され得る。

【0024】

図15および16は、第7の支持部材90として支持構造物の第7の実施形態を示す。この支持部材90は、第1の遠位端16を支持するために用いられ得、その一方、失敗を生じることなく可撓性を提供する。ハウジング12の第1の遠位端16は、そうでなければ、約0.75インチの半径を有する曲げを特に横切る腔18の周りの領域の限られたねじれ、および曲げ強度を経験し得る。この支持部材90は、約0.75インチの曲げを横切るとき、ねじれおよび曲げ力に耐えることを支援し、その一方、一体性および機能性の両方を維持する。支持部材90は、ステント様パターン94を形成する編み組み92で、第1の遠位端16で腔18の周りの領域を補強する。支持部材90は、金属またはプラスチックから形成され、そしてハウジング12の第1の遠位端16の壁の周りに少なくとも部分的に軸方向に配置される。このハウジング12は、1つの長軸方向に延びる片であり得るか、またはハウジング12の第1の遠位端16において配置された上記に記載のような支持構造物を含む複数のセクションを有し得る。支持部材90は、剛直性の本体92、

およびこの本体 9 2 から延びるステント様パターン 9 4 を形成する可変に剛直性のベース 9 4 を含む。本体 9 2 は、チャンネル 2 6 と連通するアパーチャ 9 6 を含む。このベース 9 4 は、遠位端 9 8 で最大の可撓性を有するエラストマーであり得る。支持部材 9 0 の遠位端に配置された先端部長さ T L を有する先端部 1 0 0 は、ハウジング 1 2 の第 1 の遠位端 1 6 のための支持を提供するように機能し、その一方、さらなる可撓性を可能にする。ランプ 2 0 は、トップコート（図示されず）を有して含むベース 9 4 上で成形され得る。この支持部材のステント様長さ S L は、使用者の要求に依存して変動され得る。

【 0 0 2 5 】

操作において、一旦、ガイドワイヤ 2 8 が適所にあるか、または位置決めされていると、上記ハウジング 1 2 が挿入される。このハウジング 1 2 は、中央チャンネル 2 6 を有し、これは、レーザー送達部材 2 2 およびガイドワイヤ 2 8 を含む得る。このハウジング 1 2 およびレーザー送達部材 2 2 は、ガイドワイヤを通し、所望の標的領域中に進行される。従って、このガイドワイヤ 2 8 は、レーザー送達部材 2 2 および細長いハウジング 1 2 の両方と機械的に連通している。しかし、上記ハウジング 1 2 は、レーザー送達部材 2 2 を挿入する前に進行され得る。レーザー送達部材 2 2 がランプ 2 0 に接近するとき、それは、腔 1 8 を通って外方方向に付勢される。このレーザー送達部材 2 2 がさらに進行されると、ハウジング 1 2 の第 1 の遠位端 1 6 で腔 1 8 から外方により大きく突出する。いくつかの実施形態では、制限されずに、レーザー送達部材 2 2 内に配置されたガイドワイヤ 2 8 は、レーザー送達部材 2 2 の第 2 の遠位端 2 4 を内方に付勢し、辿る経路を提供し、そしてこの第 2 の遠位端 2 4 を押し、ガイドワイヤ 2 8 に沿って前方に、そしてハウジング 1 2 の中央線にほぼ平行に面するようにする。そうでなければ、レーザー送達部材 2 2 の第 2 の遠位端 2 4 は、ランプ 2 0 に沿ってハウジング 1 2 の中央線から離れてさらに突出することを継続し得、そして所望のようにカテーテル 1 0 の前の標的領域を「攻撃」しないであろう。

【 0 0 2 6 】

先行する説明は、本発明の方法およびシステムの例示の実施形態を示し、そして説明するためだけに提示されている。本発明を、開示された任意の正確な形態で網羅的であるか、または制限する意図はない。本発明の範囲から逸脱することなく、種々の変更がなされ得、そして等価物がある要素を置換し得ることが当業者によって理解される。さらに、多くの改変物が、本質的な範囲を逸脱することなく本発明の教示に特定の状況または材料を適合するようになされ得る。従って、本発明は、本発明を実施するために企図される最良のモードとして開示された特定の形態に制限されないことが意図され、本発明は、請求項の範囲内に入るすべての実施形態を含むことが意図される。本発明は、その思想または範囲から逸脱することなく詳細説明され、そして示されるより他で実施され得る。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 7 】

本発明の特徴および発明的局面は、以下の詳細な説明、特許請求の範囲、および図面を読む際により明らかになり、以下は図面の簡単な説明である。

【 図 1 】 図 1 は、1 つの実施形態によるカテーテルの上からの斜視図である。

【 図 2 】 図 2 は、図 1 の腔の部分斜視図である。

【 図 3 】 図 3 は、ランプの 1 つの実施形態を示す図 1 の部分斜視図である。

【 図 4 】 図 4 は、ランプ、レーザー送達部材、およびガイドワイヤを示す図 1 の部分斜視図である。

【 図 5 】 図 5 は、支持構造物の第 1 の実施形態の上からの斜視図である。

【 図 6 】 図 6 は、図 5 の平面図である。

【 図 7 】 図 7 は、図 5 の側方平面図である。

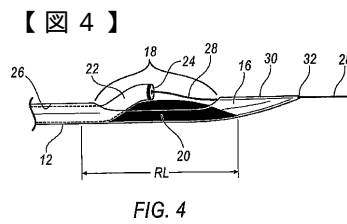
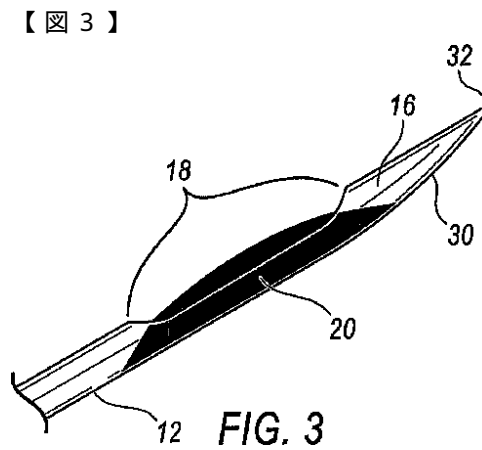
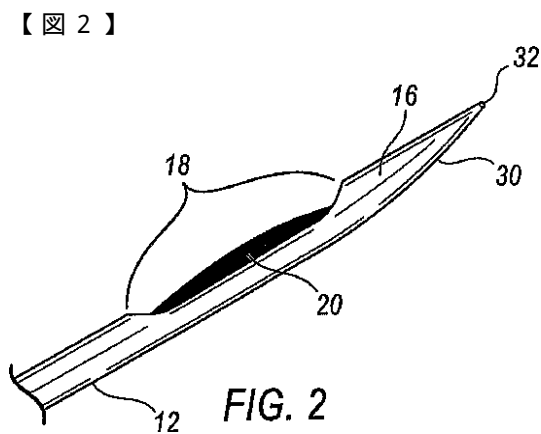
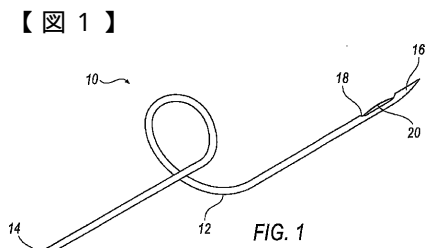
【 図 8 】 図 8 は、支持構造物の第 2 の実施形態の平面図である。

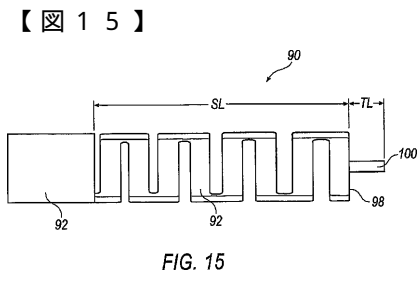
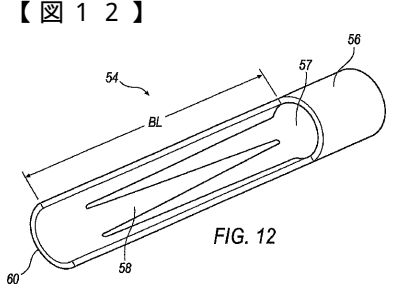
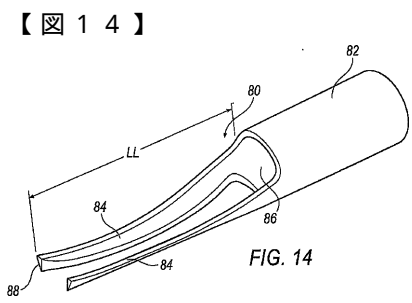
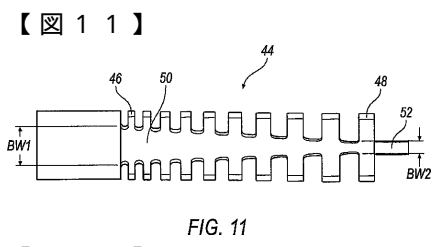
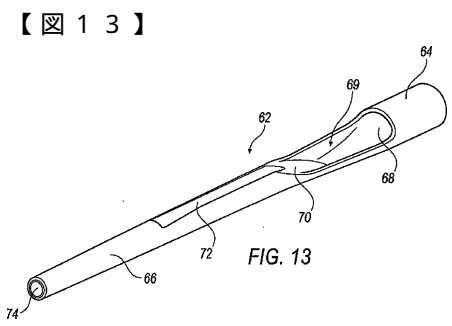
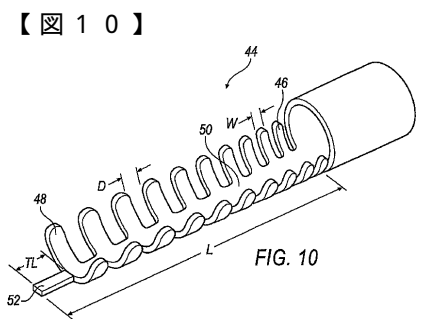
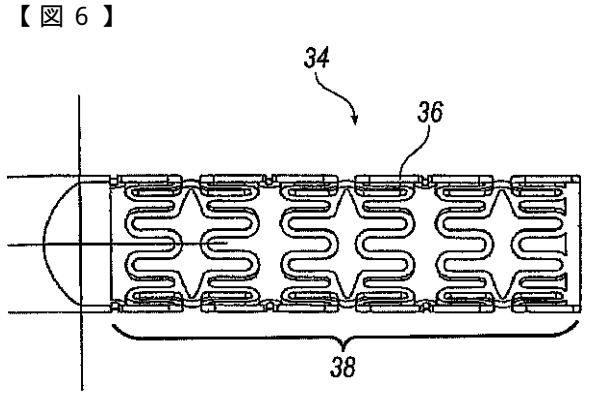
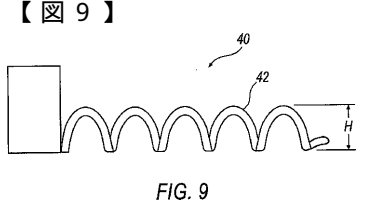
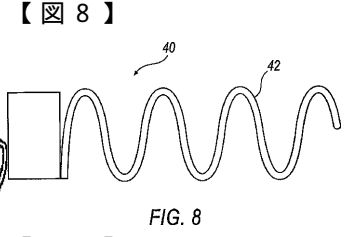
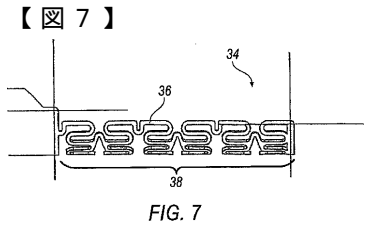
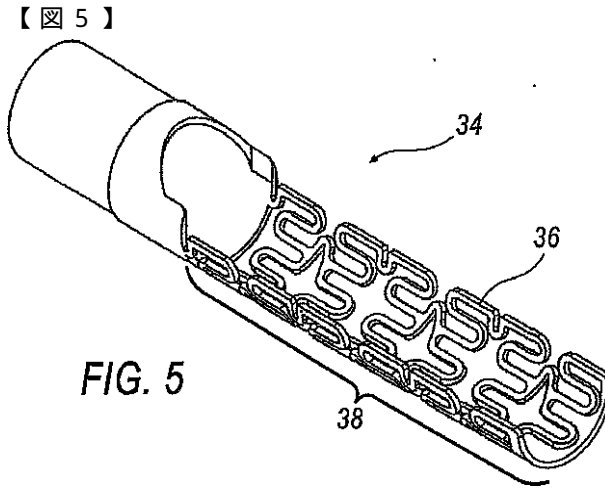
【 図 9 】 図 9 は、図 8 の側方平面図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、支持構造物の第 3 の実施形態の上からの斜視図である。

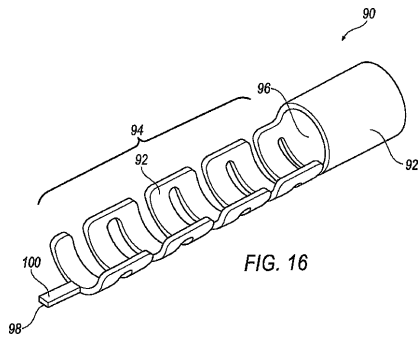
【 図 1 1 】 図 1 1 は、図 1 0 の平面図である。

- 【図12】 図12は、支持構造物の第4の実施形態の上からの斜視図である。
- 【図13】 図13は、支持構造物の第5の実施形態の上からの斜視図である。
- 【図14】 図14は、支持構造物の第6の実施形態の上からの斜視図である。
- 【図15】 図15は、支持構造物の第7の実施形態の平面図である。
- 【図16】 図16は、図15の上からの斜視図である。





【 16 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/00 3 2 0

(72)発明者 ヘバート, クリス ジェイ.

アメリカ合衆国 ルイジアナ 7 0 5 0 6, ラフィーエット, オーゲロン 3 0 3

(72)発明者 ボウ, ウェイド エー.

アメリカ合衆国 コロラド 8 0 9 2 1, コロラド スプリングス, クラウディ クリーク
コート 1 1 8 7 1

(72)発明者 ウッド, テイモシー ジェイ.

アメリカ合衆国 コロラド 8 0 1 3 2, モニュメント, トール パイン レーン 1 4 0

(72)発明者 テッター, スコット

アメリカ合衆国 テキサス 7 8 2 3 2, サン アンジェロ, オーク ペブル 1 3 7 2 7

審査官 沖田 孝裕

(56)参考文献 米国特許第 0 5 8 9 1 1 3 3 (U S , A)

特開平 0 4 - 1 9 7 3 5 0 (J P , A)

米国特許第 0 5 4 2 5 3 5 5 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A61B 18/20

A61B 17/00

A61F 2/84

A61M 25/00